Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstituts
der Universität Tübingen

Radioaktive Messungen am Phantom mit variabler Körperdicke und homogen verteiltem Anteil der Radioaktivität Untersuchungen zur quantitativen Szintigraphie mit Jod - 131

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von

Friedemann Eugen Ruoff
aus Rosenfeld/Zollernalbkreis

1980

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstituts
der Universität Tübingen

Radioaktive Messungen am Phantom mit variabler Körperdicke und homogen verteiltem Anteil der Radioaktivität Untersuchungen zur quantitativen Szintigraphie mit Jod - 131

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von

Friedemann Eugen Ruoff
aus Rosenfeld/Zollernalbkreis

1980

Dekan: Professor Dr. H. Heimann
Berichterstatter: Professor Dr. U. Feine

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Offsetdruck Spengler
Lessingstraße 4 · 7401 Neustetten 1
Telefon (07472) 22145

INHALTSÜBERSICHT

	Seite
EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	1
I. DER ZENTRALE ANSATZ UND SEINE THEORETISCHE HERLEITUNG	3
1. Allgemeine Betrachtung mit Schwächung	3
2. Allgemeine Betrachtung zum Begriff der "gesehenen Dicke"	3
3. Einfluß der Gesamtschwächung für die Emission eines Organs mit konstanter Dicke und homogener Aktivitätsverteilung	4
4. Betrachtung von Emissionsmessungen mit Organen variabler Dicken	5
5. Betrachtung von Emissionsmessungen mit Organen variabler Dicken bei Flächenscan	7
6. Herleitung der Schwächungsformel über die Anschauung	9
II. MATERIAL UND METHODIK	12
1. Bestimmung des Schwächungskoeffizienten und der Halbwertdicke	12
2. Profilmessungen am Röhrenphantom	15
3. Transmissionsmessungen mit und ohne Organ	19
4. Berechnung des Korrekturfaktors	22
III. PRÜFUNG DER SCHWÄCHUNGSFORMEL	23
1. Ohne Plexiglasmantel der Röhre	23
2. Mit Plexiglasmantel der Röhre	24
DISKUSSION	26
ZUSAMMENFASSUNG	28
LITERATUR	29

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548921_0083

EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Das klassische Szintigramm in digitaler Aufzeichnung vom Scanner oder einer Gammakamera ist kein direktes Bild der Aktivitätsverteilung, weil die einzelnen Anteile der Strahlung in Abhängigkeit der Tiefenlage unterschiedlich geschwächt werden.

Für bestimmte Fragestellungen, z.B. beim Jodstoffwechsel, Knochenstoffwechsel, bei Systemerkrankung interessiert jedoch der absolute Radioaktivitätsgehalt von den einzelnen Organen oder im ganzen Körper (ANGER (4)), andererseits interessiert bei der quantitativen Bestimmung eines Rechts-Links-Shunts mit Partikeln oder bei der Bestimmung des Seitenverhältnisses der Nierenfunktion an statischen Szintigrammen die Relation von Aktivitätsanteilen aus Arealen unterschiedlicher Strahlungsschwächung.
Die Schwächung der Strahlung hängt von
1) der Lage des Organs im Körper,
2) der Dicke des Körpers und des Organs und
3) der Aktivitätsverteilung im Organ ab.

Bei der Modellbetrachtung kommen verschiedene Vereinfachungen in Frage:
1) Dünne Quellen als Organe in einem Körper mit homogener Schicht und konstanter Dicke.
2) Organe mit homogen verteiltem Anteil Aktivität und variabler Dicke.
3) Organe mit homogen verteiltem Anteil Aktivität und variabler Dicke eingebettet in einem Medium konstanter Dicke (Wasser).

Die Situation unter 3) entspricht am ehesten den Verhältnissen in vivo.

In einem ersten Ansatz hat K. BÄUCKER (2, 5) den Fall für dünne Quellen behandelt. In der Arbeit wurde versucht, mit Hilfe des Prinzips des "geometrischen Mittels" der Impuls-

summen beim Doppel-Detektor-System ein lageunabhängiges Maß zu gewinnen.

1) Dabei hat es sich gezeigt, daß für eine dünne Radioaktivitätsquelle in einer dicken, homogenen Schicht das geometrische Mittel $\sqrt{a \cdot b}$ eine Konstante ist, wobei a = die Impulssumme des oberen Detektors und b = die Impulssumme des unteren Detektors ist. Damit ist die Abhängigkeit von der Lage des Organs im Körper aufgehoben.

   Im weiteren wird der Einfluß der Gesamtschwächung dadurch eliminiert, indem das obige geometrische Mittel durch die Quadratwurzel aus dem Transmissionsfaktor (Tr) geteilt wird. Daraus ergibt sich folgende Beziehung für die ungeschwächte Impulssumme:

$$\sqrt{\frac{a \cdot b}{Tr}} = c \quad \text{(ungeschwächte Impulssumme)}$$

2) Diese Formel gilt streng genommen nur für den Fall, daß die Organdicke klein gegen die HWD des schwächenden Mediums ist.

   Da aber bewiesen wurde, daß bei einer Halbwertdicke die Abweichung nur 2 % (2 HWD 8 %) beträgt, kann diese Abweichung vernachlässigt werden, sofern das Organ 1 HWD nicht wesentlich überschreitet.

   Diese Betrachtungen gelten für einen Körper homogener Schicht, konstanter Dicke und für ein Organ mit homogen verteiltem Anteil Aktivität im Organ.

I. DER ZENTRALE ANSATZ UND SEINE THEORETISCHE HERLEITUNG

In dieser Arbeit sollen nun Messungen gemacht werden für die Voraussetzung, daß es sich um variable Organdicken mit homogen verteiltem Anteil Radioaktivität handelt. Eine Röhre erfüllt diese Voraussetzung als Organphantom.

Hierzu wurde von MUELLER-SCHAUENBURG (6) ein Ansatz entwickelt.

1. Allgemeine Betrachtung mit Schwächung

Der Transmissionsfaktor ist eine expotentiale Funktion der Dicke x bei einem schwächenden Körper.

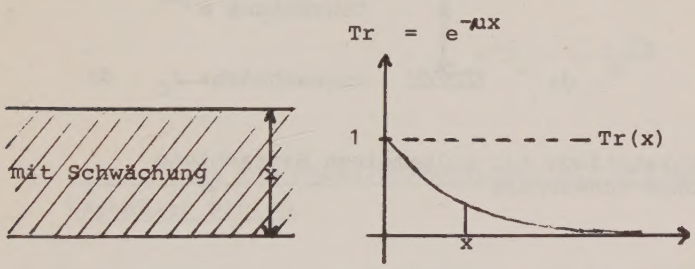


Abb. 1: Allgemeine Darstellung des Schwächungsgesetzes

2. Allgemeine Betrachtung zum Begriff der "gesehenen Dicke"

Eine dünne Schicht strahlt proportional zur Dicke, solange die Absorption vernachlässigt werden kann. Mit zunehmender Dicke wächst die Zählrate nicht mehr linear zu der Schichtdicke, was man so beschreiben kann, als würde nur ein Teil der Radioaktivitätsschicht gesehen. Bei unbegrenzter Schichtdicke z.B. wird nur ein endlicher Anteil gesehen, der einer ungeschwächten Strahlung aus einer Schicht mit

dem 1,4-fachen der HWD des absorbierenden Mediums entspricht ($\frac{1}{\mu}$, μ = Absorptionskoeffizient).

Quantitativ geht man von J_0, den ungeschwächten Impulsen pro Zeit und an Dicke aus. Durch den Vergleich mit den gemessenen Impulsen pro Zeit wird dann durch die folgende Gleichung eine Dicke definiert, die noch gesehen wird.

$$\text{Impulse/Zeit} = \text{Dicke} \cdot \frac{\text{Impulse/Zeit}}{\text{cm (Dicke)}} = \text{Dicke} \cdot J_0$$

Wie schon erwähnt, wird von einem unbegrenzten Medium mit den Absorptionskoeffizienten u nur eine Randschicht der Dicke $\frac{1}{\mu}$ gesehen.

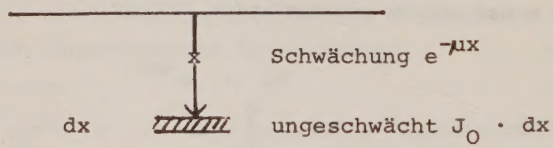


Abb. 2: Darstellung zur allgemeinen Betrachtung ohne Schwächung

3. Einfluß der Gesamtschwächung für die Emission eines Organs mit konstanter Dicke und homogener Aktivitätsverteilung

Der Einfluß der Gesamtschwächung bei einer stehenden Messung ist abhängig von der Organdicke, der Lage des Organs im Körper und von der Aktivitätsverteilung im Organ.
Die folgende Betrachtung gilt für die Emission eines Organs mit konstanter Dicke und homogener Aktivitätsverteilung.

a) Das Ziel ist zu erfahren, wie groß bei Schwächung der Beitrag an Impulsen/Zeit ist, wenn die Dicke "unendlich" ist und wenn die Dicke "endlich" ist.

b) Dazu ist es notwendig, die Dicke in Schichten dx zu zerlegen.

c) Der Beitrag an Impulsen/Zeit ohne Schwächung ist $J_o \cdot dx$.

d) Der Beitrag an Impulsen/Zeit mit Schwächung ist $(J_o \cdot dx) \cdot Tr = J_o \cdot dx \cdot e^{-\mu x}$

e) Der gesamte Beitrag bis "unendlich" dick mit Schwächung ist $\int_0^{\infty} e^{-\mu x} (dx \cdot J_o) = J_o \cdot \frac{1}{\mu}$

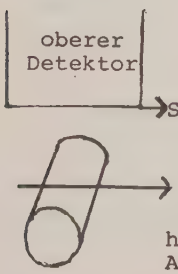
f) Der gesamte Beitrag bei definierter Dicke D mit Schwächung ist

$$\int_0^{D} e^{-\mu x} (dx \cdot J_o) = J_o \cdot \frac{1 - e^{\mu D}}{\mu}$$

$$= J_o \cdot \frac{1 - Tr}{\mu}$$

4. Betrachtung von Emissionsmessungen mit Organen variabler Dicken

Bei Emissionsmessungen mit Organen variabler Dicken ändern sich während des Scanwegs laufend die einzelnen Impulsraten. Diesen Vorgang kann man als Profilmessung bezeichnen.



Wenn man z.B. bei einer Röhre den Scanweg quer zur Röhre wählt, so ändert sich während des Scanvorganges laufend die Dicke des Objektes.

Abb. 3: Schematische Darstellung einer beliebigen Emissionsmessung quer zu einer Röhre

Der obere Detektor registriert für jede einzelne Dicke des Organs einen bestimmten Betrag an Impulsen/Zeit und summiert diese während des Scanwegs zu einer gesamtem Impulssumme auf.

Diesen Vorgang kann man sich folgendermaßen im Schaubild darstellen:

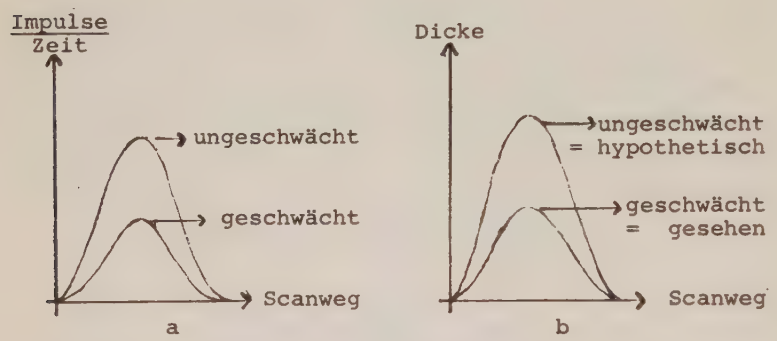


Abb. 4: Schematische Darstellung einer beliebigen Profilmessung im Schaubild

a) Diesen einzelnen Beiträgen an Impulsen/Zeit kann man aber immer eine bestimmte Organdicke, z.B. bei einer Röhre, zuordnen (siehe Abb. 4 b).

b) Stellt man sich vor, daß diese Dicken während des Scanwegs aufsummiert werden, so bekommt man eine Fläche.

α) gesamte Fläche mit Schwächung
= gesamte gesehene Querschnittsfläche

β) Fläche ohne Schwächung
= tatsächliche Querschnittsfläche des Organs

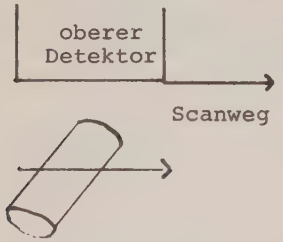
c) Das Verhältnis der gesamten Impulssumme mit Schwächung zu der hypothetischen Impulssumme ohne Schwächung ist also gleich dem Verhältnis aus gesamter Querschnittsfläche zu der tatsächlichen Querschnittsfläche des Organs.

$$\frac{\text{Impulssumme mit Schwächung}}{\text{Impulssumme ohne Schwächung}} = \frac{\text{gesamte gesehene Querschnittsfläche}}{\text{tatsächliche Querschnittsfläche}}$$

5. Betrachtung von Emissionsmessungen mit Organen variabler Dicken bei Flächenscan

Vorige Betrachtung unter 3) galt für einen Körper mit konstanter Dicke; man kann diese Situation als 1-dimensional bezeichnen.

Will man nun von den Dicken auf die Fläche, also 2-dimensional, schließen, so ist es notwendig, die Breite (y) bzw. den Scanweg als weitere Größe einzuführen.
Es ergibt sich folgende Meßsituation:



Voraussetzung also

1) homogen verteilter Anteil Radioaktivität
2) Röhre

Abb. 5: Schematische Darstellung eines Scanvorgangs mit Scanweg y

a) Es ist die gesehene Querschnittsfläche bei unendlicher Tiefe gleich

$$\frac{\text{Scanweg}}{\mu}$$

bei endlicher Tiefe entsprechend

$$\int_0^{\text{Breite (y)}} \frac{1 - Tr\,(y)}{\mu}\, dy = \text{gesehene Querschnittsfläche}$$

$$= \frac{\text{Scanweg}}{\mu} \quad (1 - \overline{Tr})$$

b) Die tatsächliche bzw. wahre Fläche gleich

$$\text{Scanweg} \cdot \text{mittlere Dicke } (\overline{D})$$

c) Setzt man a) und b) ins Verhältnis, ergibt sich

$$\frac{\text{gesehene Querschnittsfläche}}{\text{tatsächliche Querschnittsfläche}} = \frac{1}{\mu} \cdot \frac{\text{Scanweg } (1 - \overline{Tr})}{\text{Scanweg} \cdot \text{mittlere Dicke}}$$

$$= \frac{1}{\mu} \cdot (1 - \overline{Tr}) \cdot \frac{1}{\overline{D}}$$

$$= \frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}}$$

$$= \frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}} = \frac{\overline{Abs}}{\mu \cdot \overline{D}} \quad \text{(mittlerer Absorptionsfaktor)}$$

6. Herleitung der Schwächungsformel über die Anschauung

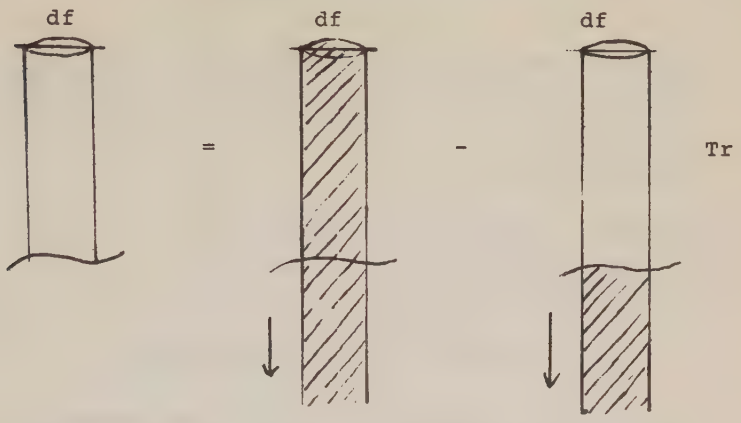


Abb. 6: Schematische Darstellung zur Herleitung über die Anschauung

Focusierende Eigenschaft des Kollimators wurde im Schema nicht berücksichtigt, beeinträchtigt jedoch nicht die Aussage und das Prinzip dieser Herleitung.

Geht man wiederum von dem Ansatz aus, welches Volumen, also 3-dimensional, der obere Detektor sieht, so muß man die Scanfläche als Größe einführen.

Voraussetzung:

1) homogen verteilter Anteil Radioaktivität
2) unregelmäßig begrenztes Organ

Abb. 7: Schematische Darstellung eines Flächenscans

a) Beitrag von Flächenelement df $= \frac{df}{\mu}$ ungeschwächt;

bei $\frac{Tr \cdot df}{\mu}$ geschwächt

Es ergibt sich:

gesehenes Volumen $= \frac{\text{Scanfläche}}{\mu}$

(wenn ∞ tief)

b) Davon abzuziehen $\iint \frac{Tr \cdot df}{\mu}$, das bedeutet

das Flächen-Integral der Transmission (geschwächte Scanfläche)

gesehenes Volumen $= \frac{\text{Scanfläche}}{\mu} = \frac{\iint Tr \cdot df}{\mu}$

$= \frac{1}{\mu} (\text{Scanfläche} - \iint Tr \cdot df)$

c) Tatsächliches Volumen = Scanfläche · mittlere Dicke

d) Verhältnis $\frac{\text{gesehenes Volumen}}{\text{tatsächliches Volumen}}$

$= \frac{1}{\mu} \cdot \frac{\text{Scanfläche} - \iint Tr \cdot df}{\text{Scanfläche} - \text{mittlere Dicke}}$

$\frac{1}{\mu} \cdot \frac{\frac{\text{Scanfläche}}{\text{Scanfläche}} - \iint \frac{Tr \cdot df}{\text{Scanfläche}}}{\text{mittlere Dicke}}$

$(\iint \frac{Tr \cdot df}{\text{Scanfläche}}$ ist aber $\overline{Tr})$

$$= \frac{1}{\mu} \cdot \frac{1 - \overline{Tr}}{\overline{D}} = \frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}}$$

Diese Form des Flächenscans wurde im Experiment nicht durchgeführt. Die Formel gilt jedoch wie oben gezeigt in gleicher Weise für die Profilmessungen der vorliegenden Arbeit.

Aus diesen Ausführungen zeigt es sich, daß in die Formeln lediglich die mittlere Transmission und die mittlere Dicke eingehen.

$$\frac{\text{gesehenes Volumen}}{\text{tatsächliches Volumen}} = \frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}}$$

Das gesehene Volumen ist aber der gesehene Anteil Radioaktivität, das tatsächliche Volumen entspricht der Gesamt-Aktivität.

$$\frac{\text{gesehener Anteil Aktivität}}{\text{Gesamt-Aktivität}} = \frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}} \qquad \frac{\overline{Abs}}{\mu \cdot \overline{D}}$$

Es ist so möglich, von einem gesehenen Anteil Radioaktivität auf die Gesamt-Aktivität zu schließen, wenn die $\overline{Tr}$ und $\overline{D}$ bekannt sind.

II. MATERIAL UND METHODIK

Es wurde ein Doppeldetektorsystem (Siemens Scintimat 2), wassergefüllte Organphantome mit und ohne Aktivität für Emissions- bzw. Transmissionsmessungen verwandt.

Die Messungen wurden für symmetrische Objekte durchgeführt, für die Oberkopf und Unterkopf nur identische Resultate liefern würde.

Als schwächender Körper wurde Wasser, als Aktivität ^{131}Jod benutzt. Für variable Dicken kommen Röhren infrage.

1. Bestimmung des Schwächungskoeffizienten (μ) und der Halbwertdicke (HWD) für ^{131}Jod

Theoretische Voraussetzung

$$Tr = e^{-\mu D}$$
$$\ln (Tr) = \ln e^{-\mu D}$$
$$\ln (Tr) = \mu \cdot D \quad (1)$$

Bei der logarithmischen Darstellung ist nach obiger Formel (1) $-\mu$ die Steigung

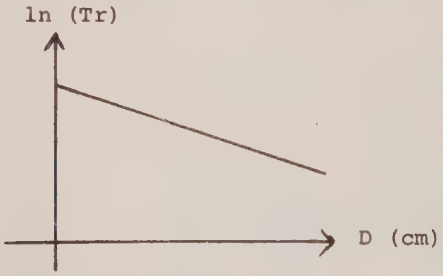


Abb. 8: Logarithmische Darstellung

Es kann demnach μ bestimmt werden, indem die Transmission bei verschiedenen Dicken gemessen wird.

Versuchsanordnung

Auf dem unteren Detektor wurde eine Punktquelle mit 100 µCi ^{131}Jod angebracht. Messung mit dem oberen Detektor, schwächender Körper Wasser.

Die Scangeschwindigkeit beträgt 55 cm/min, 4 mal wurde der Scanweg mit der Blende T II F 130 gemessen. Davon wurden jeweils 6 Messungen bei verschiedenen Dicken durchgeführt. Aus den Impulssummen die Mittelwerte, die Standardabweichung und der Logarithmus berechnet.

Ergebnisse

ohne Schwächung

```
:48168
:47288
:47823          Mittelwert 48Ø5Ø   Log(MW) =  1Ø.78Ø
:483Ø9          Standabw.=   89    =  Ø.2 %
:48264
:4845Ø
```

5 cm Schwächung

```
:29713
:29844
:3ØØ62          Mittelwert 29937   Log(MW) =  1Ø.3Ø7
:3ØØ87          Standabw.=   71    =  Ø.2 %
:29892
:3ØØ26
```

10 cm Schwächung

```
:18367
:18666
:18473          Mittelwert 18484   Log(MW) =   9.825
:18528          Standabw.=   56    =  Ø.3 %
:183Ø8
:18564
```

15 cm Schwächung

:11456
:1159Ø
:11483 Mittelwert 11521 Log(MW) = 9.352
:11562 Standabw.= 44 = Ø.4 %
:11541
:11496

20 cm Schwächung

:7621
:7495
:7512 Mittelwert 7551 Log(MW) = 8.929
:7543 Standabw.= 35 = Ø.5 %
:7537
:7598

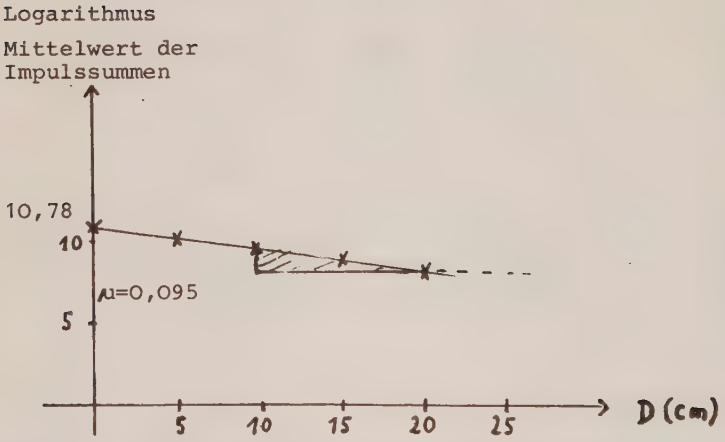


Abb. 9: Darstellung und Berechnung des Schwächungskoeffizienten im Schaubild

Berechnung der Halbwertsdicke für ^{131}Jod

$$\ln \mu \cdot HWD = \frac{1}{2}$$

$$-\mu \cdot HWD = \ln 1 - \ln 2$$

$$HWD = \frac{-\ln 2}{\mu} = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0{,}693}{0{,}095}$$

$$= 7{,}3 \text{ (cm)}$$

Bei der logarithmischen Darstellung der einzelnen Mittelwerte aus den Impulssummen bei verschiedenen Dicken lagen die Werte bis 20 cm Tiefe auf einer Geraden. Damit ist die obige Voraussetzung zur Berechnung des Schwächungskoeffizienten erfüllt. Ab 20 cm Tiefe liegen die Werte nicht mehr auf einer Geraden, so daß bei der Berechnung des Schwächungskoeffizienten die Tiefenabhängigkeit berücksichtigt werden muß.

2. Profilmessungen am Röhrenphantom

a) Emission ohne Schwächung

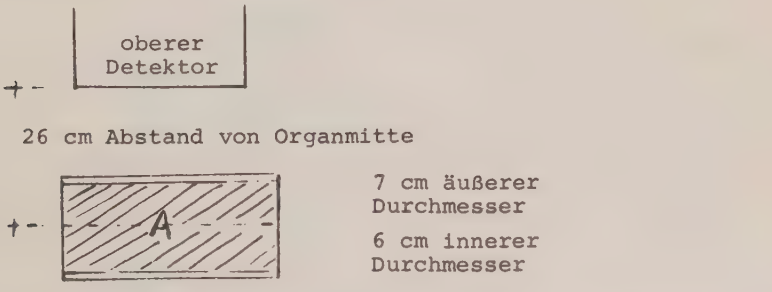


Abb. 10: Schematische Darstellung einer Profilmessung am Röhrenphantom

Bedingungen:

A = 170 µCi
homogen verteilter Anteil Aktivität
Röhre als variable Organdicke
16 cm Scanweg
Scangeschwindigkeit 70 cm/min

Es wurden jeweils 2 Versuchsreihen à 10 Messungen durchgeführt.

Ergebnisse der einzelnen Impulssummen:

	1. Versuchsreihe	2. Versuchsreihe
1.	35 692	36 318
2.	35 956	36 117
3.	37 346	33 992
4.	38 469	35 843
5.	38 432	36 524
6.	36 484	36 815
7.	37 116	36 742
8.	37 037	37 823
9.	36 005	36 647
10.	36 344	36 498

1. Mittelwert $\frac{368\ 806}{10} \approx 36\ 881$

2. Mittelwert $\frac{366\ 169}{10} \approx 36\ 617$

aufgerundet ergibt sich ein Mittelwert von 37 000

Berechnung der Standardabweichung

$$\sqrt{37\ 000} \approx 192$$
$$\approx 0{,}5\ \%$$

Abb. 11: Original-Profile einer Emissionsmessung am Röhrenphantom, eingelesen über 1-Kanal-Lodstreifen (Scintimat 2) in eine 32x32 Matrix (das Bild wird gespiegelt dargestellt)

a) gesamte Zählarten

b) Verteilung der berechneten Dicken aus der Emissionskurve bei einer maximal eingegebenen Dicke von 7 cm

b) Emission mit Schwächung

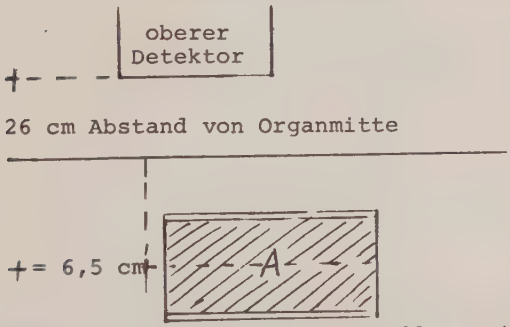


Abb. 12: Schematische Darstellung einer Profilmessung mit 6,5 cm Schwächung

Bedingungen:

A = 170 µCi

homogen verteilter Anteil Aktivität

Röhre als variable Organdicke

6,5 cm Schwächung mit H_2O über der Röhre

Scanweg 16 cm
Scangeschwindigkeit 70 cm/min

Es wurden jeweils 2 Versuchsreihen à 10 Messungen durchgeführt.

Ergebnisse der einzelnen Impulssummen:

	1. Versuchsreihe	2. Versuchsreihe
1.	25 120	25 137
2.	24 983	25 554
3.	25 416	25 258
4.	25 193	25 783
5.	24 942	25 478
6.	25 482	24 725
7.	25 775	24 842
8.	25 318	24 733
9.	24 992	24 918
10.	25 434	24 840

1. Mittelwert $\frac{252\ 655}{10} \approx 25\ 266$

2. Mittelwert $\frac{251\ 264}{10} \approx 25\ 126$

abgerundet ergibt sich ein Mittelwert von 25 000

Berechnung der Standardabweichung

1. Versuchsreihe: 268 1 %

2. Versuchsreihe: 377 1,5 %

Abb. 13: Originalprofil einer Emissionsmessung mit 6,5 cm Schwächung (H_2O) über dem Organ

3. Transmissionsmessungen mit und ohne Organ

Es wurden nun Transmissionsmessungen mit und ohne Organ durchgeführt zur Ermittlung des mittleren Transmissionsfaktors.

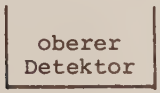
Um eine möglichst kleine Standardabweichung zu bekommen, wird eine hohe Aktivität, eine langsame Scangeschwindigkeit gewählt.

Weiterhin werden Messungen mehrmals über denselben Weg und mehrere gleiche Messungen gemacht, der Meßweg sollte nur über dem Objekt liegen.

Aktivität 50 µCi ^{131}Jod
Scangeschwindigkeit 45 cm/min
Scanweg 8 cm
Messung des Scanwegs von insgesamt 10 mal
jeweils 5 Messungen

a) Transmission ohne Schwächung

	Impulssummen
1.	26 711
2.	27 031
3.	26 412
4.	27 046
5.	26 771



A

Abb. 14: Schematische Darstellung einer Messung ohne Schwächung

Mittelwert der Impulssummen aus 5 Messungen gleich 26 980, entsprechend einer Standardabweichung von 0,61 %.

b) Transmission mit Schwächung

	Impulssummen
1.	17 447
2.	17 017
3.	17 460
4.	17 622
5.	17 247

mit Röhrenphantom als homogen schwächende Schicht Wasser

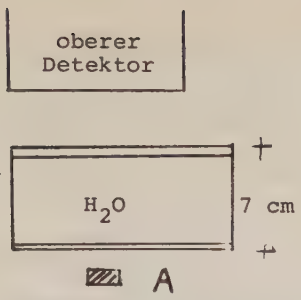


Abb. 15: Schematische Darstellung einer Transmissionsmessung mit Schwächung

Mittelwert der Impulssummen aus 5 Messungen mit Objekt 17 350, entsprechend einer Standardabweichung von 0,95 %.

Abb. 16: Originalprofil einer Transmissionsmessung mit Schwächung (hier Röhre mit H_2O gefüllt)

c) Aus diesen beiden Versuchen Berechnung des mittleren Transmissionsfaktors ($\overline{Tr}$)

$$\overline{Tr} = \frac{\text{Impulssummen mit Objekt}}{\text{Impulssummen ohne Objekt}} = \frac{17\ 350}{26\ 980}$$

$$\approx 0{,}644$$

d) Die mittlere Dicke ($\overline{D}$) läßt sich aus der Fläche geteilt durch den Scanweg berechnen. In diesem Falle bei einer Röhre mit einem Innenradius von 3 cm entsprechend einer Fläche von 38,4 cm geteilt durch den Scanweg von 8 cm

$$\overline{D} = \frac{38{,}4\ cm^2}{8\ cm} \approx 4{,}82\ cm$$

4. Berechnung des Korrekturfaktors

$$\text{Verhältnis} \quad \frac{\text{gesehene Fläche}}{\text{tatsächliche Fläche}} = \frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}}$$

Dies entspricht einem Korrekturfaktor von 0,69.

III. PRÜFUNG DER SCHWÄCHUNGSFORMEL

$$\text{Verhältnis} \quad \frac{\text{gesehene (Querschnitts-) Fläche}}{\text{tatsächliche Fläche}} = \frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \bar{D}}$$

1. Ohne Plexiglasmantel der Röhre

Es wird am Beispiel einer Röhre obige Formel überprüft, in wieweit sie den Verhältnissen entspricht.

a) Gemessene Impulssumme aus der Emission (mit Eigenschwächung) betrug

37 000

b) Gemessene Impulssumme aus der Emission mit 1 HWD (6,5 cm) Schwächung betrug

25 000

Da sich die Aktivitätsquelle im schwächenden Körper befindet, kann nach dem BÄUCKER'schen Prinzip (2) die ungeschwächte Impulssumme berechnet werden, wobei die Eigenschwächung der Röhre nicht berücksichtigt ist.

$$C \text{ ungeschwächt} = \frac{a}{\sqrt{Tr}} = \frac{25\,000}{0{,}518} \approx 48\,300$$

$$Tr = e^{-\mu \cdot 2 \cdot 6{,}5 \text{ cm}}$$

$$\sqrt{Tr} = e^{-\mu \cdot 6{,}5 \text{ cm}} = 0{,}518$$

c) Verhältnis der Impulssummen aus Emissionsmessung zu Impulssummen korrigiert auf schwächungsfrei

$$= \frac{37\,000}{48\,300} = 0{,}766$$

d) Verhältnis aus der Formel $\frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}} = 0{,}69$

e) Verhältnis von c : d = 0,766 · 0,690 = 1,11

In diesem Falle sind es 11 % Abweichung.

2. Mit Plexiglasmantel der Röhre

Die Versuche und Berechnungen wurden bei einer Röhre von 6 cm Durchmesser durchgeführt.
Die wirkliche Situation ist aber eine Röhre mit 6 cm Durchmesser homogen verteiltem Anteil und eine zusätzliche Schwächung von einem Mantel von 0,5 cm Plexiglas.

In einem weiteren Versuch wurde die Schwächung durch Plexiglas unter denselben Bedingungen bestimmt.

Das Meßgeschehen wird als Bezugsquelle für die Schwächung vorausgesetzt.

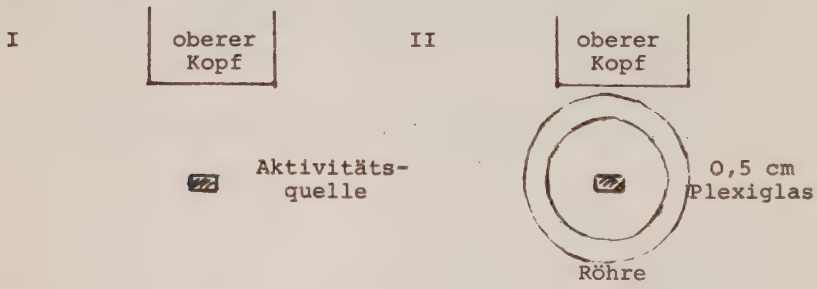


Abb. 17: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus

Impulssummen	ohne	mit Röhre
I.	125 400	121 001
II.	126 086	120 793
III.	125 856	120 861
IV.	125 942	121 820
V.	126 052	120 843
VI.	125 911	121 128

$$\frac{5\,000}{126\,000} = \frac{1}{25}$$

Es wird eine zusätzliche Schwächung von $\frac{1}{25}$ bzw. 4 % berechnet.

Dieses Ergebnis würde bedeuten, daß bei der Prüfung der Formel diese zusätzliche Schwächung von 4 % berücksichtigt werden muß, so daß sich die Abweichung auf 7 % verringert.

DISKUSSION

Experimentelle Untersuchungen zur Bestimmung von quantitativer Radioaktivität wurden bereits von ARIMIZU und MORRIS (1) durchgeführt.
Sie benutzten ein Doppeldetektorsystem. Die im oberen und unteren Detektor registrierten Impulssummen wurden durch Bildung des arithmetischen, des geometrischen Mittels und des arithmetischen Mittels beider Mittel errechnet.

In einer weiteren Arbeit von K. BÄUCKER, W. MÜLLER-SCHAUENBURG und U. FEINE (2) wurde versucht, mit Hilfe des Prinzips des "geometrischen Mittels beim Doppeldetektorsystem" den Einfluß der Organlage im Körper zu beseitigen.

Es konnte bewiesen werden, daß bei einer Halbwertsdicke des Organs die Abweichung mit 2 % (2 HWD 8 %) beträgt. Die Korrektur kann bis 1 HWD vernachlässigt werden.

In dieser Arbeit wurden Messungen gemacht für die Voraussetzung, daß es sich um variable Organdicken mit homogen verteiltem Anteil Radioaktivität handelt (vgl. auch BUDINGER 1974 (7)).

Bei der theoretischen Herleitung wurde gezeigt, daß bei einem unregelmäßig begrenzten Körper mit homogen verteiltem Anteil Radioaktivität lediglich in die Formel der mittlere Transmissionsfaktor und die mittlere Dicke eingehen:

$$\frac{\text{gesehener Anteil Aktivität}}{\text{Gesamt-Aktivität}} = \frac{1 - \overline{Tr}}{u \cdot \overline{D}}$$

Am Beispiel einer Röhre wurde mit dieser Formel die Schwächung berechnet und das Ergebnis über das BÄUCKER'sche Prinzip (2) überprüft. Es ergab sich im Vergleich eine Abweichung von 7 %.

Mit diesem Verfahren kann von einem gesehenen Anteil Aktivität im Körper auf die Gesamt-Aktivität bei bekanntem mittlerem Transmissionsfaktor und mittlerer Dicke geschlossen werden.

Da über die mit dem oberen Detektor gemessenen Impulssummen die Gesamtaktivität im Körper berechnet werden kann, stellt dieses Verfahren bei der Schwächungskorrektur eine Vereinfachung dar.
Man könnte sich vorstellen, daß es für die klinische Routine verwendet werden kann. Hierzu sollten noch weitere experimentelle Untersuchungen durchgeführt werden.

ZUSAMMENFASSUNG

In dieser Arbeit wurde versucht, weitere Schwächungskorrekturen bei unregelmäßigen Organen, speziell Röhre, mit homogen verteiltem Anteil Aktivität anzubringen.

Bei der theoretischen Herleitung der Formel

" gesehener Anteil Aktivität zu Gesamtaktivität

gleich $\frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}}$ "

hat es sich gezeigt, daß lediglich der mittlere Transmissions- bzw. Absorptionsfaktor und die mittlere Dicke des Organs als Größen von Bedeutung sind.

Es wurden am Scintimat 2 von Siemens radioaktive Messungen mit ^{131}Jod durchgeführt. Als Organ wurde eine Röhre verwandt, die die Voraussetzung als unregelmäßiger Körper erfüllt.

Zur Ermittlung des mittleren Transmissionsfaktors eignen sich Transmissionsmessungen mit und ohne Objekt. Die mittlere Dicke des Organs (Röhre) läßt sich aus der Querschnittsfläche geteilt durch den Scanweg berechnen.

Mit diesen beiden Größen läßt sich bei bekanntem Schwächungskoeffizienten nach der Formel

$$\frac{1 - \overline{Tr}}{\mu \cdot \overline{D}}$$

ein Korrekturfaktor berechnen.

LITERATUR

1 ARIMIZU, N., A.C. MORRIS jr.:
Quantitative mensurement of radioactivity in internal organs by area scanning.
I. nucl. Med. 10 (1969), 265

2 MÜLLER-SCHAUENBURG, W., K. BÄUCKER und U. FEINE:
Über das Prinzip des geometrischen Mittels bei der quantitativen Doppel-Detektor-Szintigraphie und weitere Schritte zu einer vollständigen Korrektur der Schwächung.
Fortschr. Röntgenstr. 118, 5 (1973), 589-597

3 SHARMA, R.R.:
Depth independence in quantitative radioisotope imaging.
Brit. I. Radiol. 41 (1968), 949

4 ANGER, U. und U. KÜPER:
Die quantitative Ganzkörper-Skelettszintigraphie.
I. Methodik.
Nuklearmed. XIX (1980), 64-73

ANGER, U., S. AIGNER, M. BÜHLER und J. UMBACH:
Die quantitative Ganzkörper-Skelettszintigraphie.
II. Aussage für die Kinetik osteogener Radiopharmaka.
Nuklearmed. XIX (1980), 97-107

ANGER, U. und U. KÜPER:
Die quantitative Ganzkörper-Skelettszintigraphie.
III. Klinische Bedeutung für die Diagnostik von Skelettmetastasen, Skelett-Systemerkrankungen und Gelenkerkrankungen.
Nuklearmed. IXI (1980), 108-119

5 BÄUCKER, K.:
Quantitative Szintigraphie mit Doppelkopfszintigraphen zur Bestimmung von Radioaktivitätsgehalt von Organen.
Diss. 1975

6 MÜLLER-SCHAUENBURG, W., T. FEUCHTINGER, N. BINZER, U. FEINE, E. EPPLE und K. ANGER:
Quantitative Doppeldetektor-Szintigraphie: Off-line-Auswertungen auf einer PDP 11/20.
S. 29-32 in: Nuklearmedizin. H.W. Pabst (Hrsg.)
Stuttgart: F.K. Schattauer (1974)

7 BUDINGER, T.F., G.T. GULLBERG, M.L. NOHR, J. McRAE, and H.O. ANGER:
Quantitative Sequential Imaging of Radionuclide Distribution Using the Whole-Body Scanner and the Gamma Camera: Absolute Accuracy and Aspects of Three-Dimensional Reconstruction.
S. 2-15 in: Nuklearmedizin, H.W. Pabst (Hrsg.)
Stuttgart: F.K. Schattauer (1974)

LEBENSLAUF

Am 19. August 1945 wurde ich, Friedemann Eugen Ruoff, als Sohn des Eugen Ruoff und seiner Ehefrau, Lydia Ruoff, geb. Lamparter, in Rosenfeld, jetziger Zollernalbkreis, geboren.

Besuch der Grundschule und des Progymnasiums in Rosenfeld, danach Wechsel ans Gymnasium Balingen, wo ich im März 1966 das Abitur ablegte.
Anschließend 3 Jahre bei der Bundeswehr als Soldat auf Zeit.

1969 Beginn des Studiums der Medizin in Tübingen, am 10. Juli 1975 Abschluß des Studiums mit dem medizinischen Staatsexamen.
Die einjährige Medizinalassistentenzeit absolvierte ich am Kreiskrankenhaus in Sulz a.N.
Die Ausbildung zum Arzt für Allgemeinmedizin wurde an den Kreiskrankenhäusern Albstadt und Sulz/N. sowie in einer Landpraxis durch Vertretertätigkeit abgeschlossen.

Zur Zeit bin ich als Stationsarzt auf der Chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Sulz/N. tätig.

Offsetdruck Spengler
Lessingstraße 4 · 7401 Neustetten 1
Telefon (07472) 22145